

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 59-122937  
 (43)Date of publication of application : 16.07.1984

(51)Int.Cl. G01N 24/02  
 // A61B 10/00

(21)Application number : 57-233506 (71)Applicant : TOSHIBA CORP  
 (22)Date of filing : 28.12.1982 (72)Inventor : SUGIURA SATOSHI

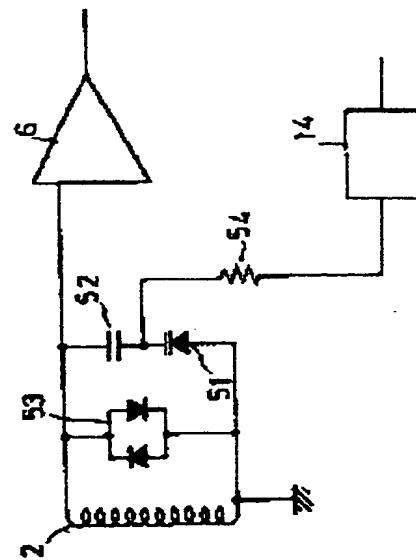
## (54) NUCLEAR MAGNETIC RESONANCE APPARATUS

### (57)Abstract:

**PURPOSE:** To make it possible to perform accurate tuning of a resonance circuit, by providing the resonance circuit, which detects an NMR signal, and a voltage control generator, which controls the capacity of a variable capacity diode, thereby controlling the control voltage based on the detected NMR signal.

**CONSTITUTION:** In collecting a nuclear magnetic resonance (NMR) signal, a series circuit, which are formed by a variable capacity diode 51, whose electrostatic capacity is changed by an applied voltage in the reverse direction, and a capacitor 52 having large capacity that is provided in series on the cathode side of the diode 51, is provided in parallel with a coil 2. Thus an LC parallel resonance circuit is constituted. In parallel with said parallel circuit, reverse parallel diodes 53, which are connected in reverse parallel each other, are provided. A control voltage VC is imparted from a D/A converter part 14.

In this case, since the control is performed by using the NMR signal obtained by a body under inspection, a special signal feeding system for tuning control is not required, and the NMR signal can be always obtained under the optimum tuning conditions.



# 訂正有り

⑨日本国 許序 (JP)

⑩特許出願公告

## ⑪特許公報 (B2) 平2-43494

⑫Int. Cl.

A 61 B 5/055  
G 01 R 33/28

識別記号

序内整理番号

⑬⑭公告 平成2年(1990)9月28日

7831-4C	A 61 B 5/05	355
7831-4C		350
7831-4C		364
7621-2G	G 01 N 24/02	Y

発明の数 1 (全6頁)

⑮発明の名称 磁気共鳴イメージング装置

⑯特 願 昭57-233506 ⑰公 開 昭59-122837

⑯出 願 昭57(1982)12月28日 ⑰昭59(1984)7月16日

⑲発明者 杉 楠 晴 栃木県大田原市下石上1385番の1 東京芝浦電気株式会社  
那須工場内

⑳出願人 株式会社東芝 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

㉑代理人 弁理士 鈴江 武彦 外2名

㉒審査官 立川 功

㉓参考文献 特開 昭53-97894 (JP, A)

1

2

### ⑮特許請求の範囲

1 磁気共鳴現象が生じている被検体より誘起される磁気共鳴信号を用いて前記被検体中の特定原子核のスピン密度及び緩和時定数の少なくとも一方が反映された画像をイメージングする磁気共鳴イメージング装置において、前記磁気共鳴信号を受信する受信コイルと、この受信コイルと共に共振回路を形成するものであつて外部から与えられる制御電圧値に応じてその静電容量値が設定される可変容量要素を含む受信同調手段と、前記受信コイル及び前記受信同調手段を介して得られる磁気共鳴信号を直交位相検波する直交位相検波手段と、撮影パルスシーケンスの実行に先立つてチューニングのため前記被検体に対して高周波励起パルスを送信する送信系のみを動作させるチューニングパルスシーケンスを実行するシーケンス実行手段と、このシーケンス実行手段を起動し前記チューニングパルスシーケンスを実行したとき前記直交位相検波手段の出力に対してフーリエ変換処理を施すことにより前記磁気共鳴信号のピーク値を得る信号処理手段と、予め定めた初期値 $V_0$ から始り経時的に増加分 $\Delta V$ を加えた電圧 $V \leftarrow V_0 + \Delta V$ を前記受信同調手段に対し制御電圧として与える制御電圧発生手段と、前記受信同調手段に対

し一つの制御電圧 $V$ が与えられている下で前記チューニングパルスシーケンスを一回実行する毎に得られる前記ピーク値を記憶する記憶手段と、前記チューニングパルスシーケンスを前記制御電圧 $V$ を変えながら繰返して実行し前記ピーク値の最大値を前記記憶手段に記憶されている各ピーク値に基づいて判定し該判定のときの前記制御電圧値 $V$ を固定化する制御手段とを具備したことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

### 10 発明の詳細な説明

#### 【発明の技術分野】

本発明は、磁気共鳴（以下「MR」と称する）現象を用いて、生体である被検体中に存在するある特定の原子核のスピン密度あるいは、緩和時定数等の反映された画像を得る磁気共鳴イメージング装置に関するものである。

#### 【発明の技術的背景】

この種の磁気共鳴イメージング装置において、MR現象により被検体より誘起される信号（これを「MR信号」と呼ぶ）を検出する部分は、被検体の周囲に設置される鞍型のコイルおよび、これとともに共振回路を構成するコンデンサにより構成される。MR信号は非常に微弱であるため、信号を効率良く検出するには、Q(クオリティ フ

アクタ) の非常に大きな共振回路を必要とする。このため上記共振回路の共振特性は鋭くなる。従つて、共振回路の容量成分のわずかな変化で、検出される信号の振幅すなわち、検出器の感度が大きく変化する。一方、被検体と検出コイルとの間には浮遊容量が存在し、これは被検体により異なるため、被検体が変わる毎に上記コンデンサの静電容量を変化させ、共振点に正確に同調させる必要がある。

#### [発明の目的]

本発明の目的とするところは、MR信号収集に際し自動的に検出部の同調をとることを可能とする磁気共鳴イメージング装置を提供することにある。

#### [発明の概要]

本発明は受信コイルと共に共振回路を構成するものであつて、制御電圧値に応じて静電容量値が設定される可変容量要素を含む受信同調手段を持ち、チューニングに際し、送信系のみを起動し、そのときの磁気共鳴信号のピーク値が最大のときの前記制御電圧値を固定化するものである。

#### [発明の実施例]

第1図に本発明の一実施例におけるシステム全体の構成を示す。

第1図において、1は送信コイルからなる送信プローブヘッド、2は受信コイルからなる受信プローブヘッドであり、これら送受信プローブヘッド1、2は図示のように鞍形の送、受信コイルが互いに直交する方向に配置された形のクロスコイル方式のプローブヘッドを構成している。

尚、図示していないが、静磁場磁石や傾斜磁場コイルが備わっており、これら、静磁場磁石による静磁場、傾斜磁場コイル及びその制御系によるMR信号の位置情報を付与するための線型傾斜磁場、プローブヘッド1、2による高周波励起バルス(高周波破壊)がそれぞれ被検体に印加されることにより特定の部位にMR現象が生じるようになつている。

上述した各磁場発生要素は、良く知られているように、医用診断用の磁気共鳴装置つまり、この種の磁気共鳴イメージング装置には一般に備つてゐる要素である。送信同調部3は特定周波数の高周波に同調し、送信部4の出力に応じて被検体中の特定原子核に同調するような高周波励起バル

スを送信プローブヘッド1を介して電磁波として被検体に印加する。

また、傾斜磁場コイル及びプローブヘッド1、2は、パルスシーケンスと称されるイメージング手順に従つて駆動される。そして、このパルスシーケンスは、後述する計算機13に装備されている。被検体におけるMR信号は受信プローブヘッド2を介して受信同調部5で受信し前置増幅器6で増幅して2個の位相検波器7A、7Bに与える。これら位相検波器7A、7Bには、送信部4で発生した信号をもとに移相器8、90°移相器9で生成した、MR信号と同じ周波数を有し且つ位相が互いに90°異なる2種の参照波が与えられる。位相検波器7A、7Bは受信したMR信号を上記15 参照波でそれぞれ位相検波し、検波出力は増幅器10A、10Bで各別に増幅し、各々ローパスフィルタ11A、11Bを介してA/D(アナログ→デジタル)変換器12A、12Bでデジタル化し計算機13に入力している。計算機13内では上記デジタル化された2信号を用いて所定の位相補正処理を行ないMRエコー信号データとする。D/A(デジタル→アナログ)変換器14は計算機13の出力に応じた制御電圧vcを受信同調部5に与える制御電圧発生器を構成している。

第2図は上述の構成における受信同調部5およびその周辺の部分を詳細に示すものである。

第2図において、逆方向印加電圧によりその静電容量が変化する可変容量ダイオード51とこの30 可変容量ダイオード51のカソード側に直列に設けた大容量のコンデンサ52とで形成される直列回路を図示のように受信プローブヘッド2(コイル)に並列に設けてLCの並列共振回路を構成する。ここでコンデンサ52の静電容量は可変容量ダイオード51のそれに比べて充分に大きく設定し、両者の直列合成容量はほとんど可変容量ダイオード51で決定されるようにする。この場合、可変容量ダイオード51とコンデンサ52の直列回路は可変容量ダイオード51のアノード側を接地側として接続するものとしたが、この直列回路を図示とは逆向きとしてコンデンサ52側を接地側としてもよい。上記並列回路にさらに並列に互いに逆並列接続した一対のダイオードからなる逆並列ダイオード(「交叉ダイオード」と呼ばれる

こともある) 5 3 を設ける。また、可変容量ダイオード 5 1 とコンデンサ 5 2 の接続点は抵抗 5 4 を介して D/A 変換器 1 4 の出力側に接続され、D/A 変換器 1 4 からの制御電圧  $v_c$  が与えられる。抵抗 5 4 としては高周波の受信 MR 信号が D/A 変換器 8 側へ流入するのを阻止するため抵抗値の高いものを使用する。また、図示の場合コンデンサ 5 2 により信号線は D/A 変換器 1 4 と直流的にしや断される。また、逆並列ダイオード 5 3 は送信側から被検体に印加される大電力の高周波励起パルスの受信側へのもれによる前置增幅器 8 の入力部の破壊および可変容量ダイオード 5 1 より発生する歪を防ぐものである。これら可変容量ダイオード 5 1 、コンデンサ 5 2 、逆並列ダイオード 5 3 、抵抗 5 4 により受信同調部 5 を構成している。可変容量ダイオード 5 1 に印加する制御電圧  $v_c$  は D/A 変換器 1 4 より与えるが、この電圧の設定は次のようにして行なう。

まず、被検体を送受信プローブヘッド 1 、2 内においていた状態で、所定のチューニング用パルスシーケンスに従い、図示しない送信系を起動することにより、第 4 図 a に示すように高周波励起パルス (90° パルスと 180° パルス) を送信プローブヘッド 1 (コイル) に印加し、受信プローブヘッド 1 に MR 信号を得る。この時 D/A 変換器 1 4 の出力制御電圧  $v_c$  は第 4 図 c のように当初は最小値  $V_0$  に設定しておく。受信プローブヘッド 1 に誘起された MR 信号は前置増幅器 6 、位相検波器 7 A 、7 B 等で增幅、検波され A/D 変換器 1 2 A 、1 2 B を通して計算機 1 3 に入力される。ここでサンプリングされた第 4 図 b のようなエコー信号のピーク値を  $P_0$  とし、これを計算機 1 3 内の記憶装置に記録する。次に D/A 変換器 1 4 の出力制御電圧  $v_c$  を  $V_1 = V_0 + \Delta V$  に変化させ ( $V \leftarrow V_0 + \Delta V$ )、上述と同様にしてエコー信号を収集し、そのピーク値を  $P_1$  とする。さらに順次  $V_2 = V_1 + \Delta V$  、 $\dots$  、 $V_n = V_{n-1} + \Delta V$  のように制御電圧を増加した時のエコー信号のピーク値を  $P_2$  、 $\dots$  、 $P_n$  とする。

ここで、最初の制御電圧  $v_c = V_0$  が充分に小さければ、これは可変容量ダイオード 5 1 の静電容量を受信同調部 5 の共振条件を満足する値とするための制御電圧 (得ようとする制御電圧)  $v_c = V_0$  よりも小さく、制御電圧  $v_c$  を順次増加させる

ことにより、共振条件に近づき、エコー信号のピーク値は共鳴点に達するまで単調増加する。制御電圧  $v_c = V_n$  を印加して、エコー信号のピーク値  $P_n$  を得た時、この値を 1 つ前のピーク値  $P_{n-1}$  と比較し、 $P_n > P_{n-1}$  であるかぎり制御電圧  $v_c$  を  $\Delta V$  増加させるという操作を繰り返し、 $P_n < P_{n-1}$  となるまで続ける。この時のピーク値  $P_{n-1}$  に対応する制御電圧  $v_c = V_{n-1}$  が同調部の共振条件を与える値であり、これを固定化する。以上の処理のフローチャートを第 5 図に示す。

そして、撮影のためのパルスシーケンスの実行により、断層像を得るために信号を収集する間、受信同調部 5 の可変容量ダイオード 5 1 に、この操作で決定した制御電圧  $v_c$  を与えておく。つまり、制御電圧  $v_c$  を固定化しておく。被検体が変わると毎に、本来の信号収集に先立つて以上の操作を行うことにより、受信部の同調は常に維持される。尚、撮影のためのパルスシーケンスにおいては、送信系と、傾斜磁場コイル及びその制御系とが起動される。前述したように、チューニングのためのパルスシーケンスでは、傾斜磁場コイル及びその制御系は起動されず、送信系のみが起動され、90° パルス及び 180° パルスが被検体に送信される。

25 このようにした場合被検体より得られる MR 信号を直接用いて制御を行うため、同調制御用の特別な信号供給系を用意する必要がなく、また常に最適な条件にて、MR 信号を得ることができる。なお本発明は上述し且つ図面に示す実施例にのみ限定されることなく、その要旨を変更しない範囲で種々変形実施することができる。

例え、第 2 図に示したコンデンサ 5 2 に代えてもう 1 つの可変容量ダイオードを、カソード同士が接続される方向として直列接続し、同調の微調整を可能としてもよく、もちろん、先に述べたように第 2 図の可変容量ダイオード 5 1 とコンデンサ 5 2 の直列回路を図示とは逆向きとしてもよい。

また、上述の実施例では第 1 図に示したような鞍型の受信コイルを用いた場合について示したが、ループコイル型の受信コイルを用いた場合においても上述と全く同様の方法を適用することが可能である。

さらに、同実施例では送信コイル、受信コイル

7

8

が互いに直交する形のクロスコイル方式を用いた場合を示したが、第3図に示すように、送信コイル、受信コイルを1つのコイルで兼ねて送受信プローブヘッド15を構成したシングルコイル方式においても上述とほぼ同様な実施が可能である。第3図において、16は送信用電力増幅部、17は誤動作防止用の逆並列ダイオード、18は同調用可変コンデンサ、19は補助コイルである。

#### 【発明の効果】

本発明によればMR信号収集に際し自動的に検出部の同調をとることを可能とする磁気共鳴イメージング装置を提供することができる。

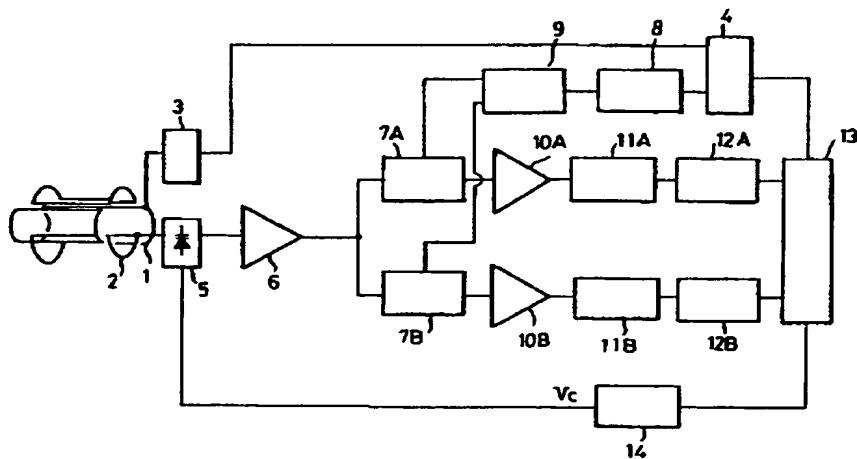
#### 【図面の簡単な説明】

第1図は本発明の実施例の全体の構成を示すブロック図、第2図は同実施例の要部構成を示す回路構成図、第3図は本発明の他の実施例の要部構

成を示す回路構成図、第4図は本発明の上記一実施例の作用を説明するための同調制御のタイミングチャート、第5図は同調制御のフローチャートである。

5 1……送信プローブヘッド、2……受信プローブヘッド、3……送信同調部、4……送信部、5……受信同調部、6……前置増幅器、7A, 7B……位相検波器、8……移相器、9……90°移相器、10A, 10B……増幅器、11A, 11B……ローパスフィルタ、12A, 12B……A/D変換器、13……計算機、14……D/A変換器、15……送受信プローブヘッド、16……送信用電力増幅部、17, 53……逆並列ダイオード(交叉ダイオード)、18……可変コンデンサ、19……補助コイル、51……可変容量ダイオード、52……コンデンサ、54……抵抗。

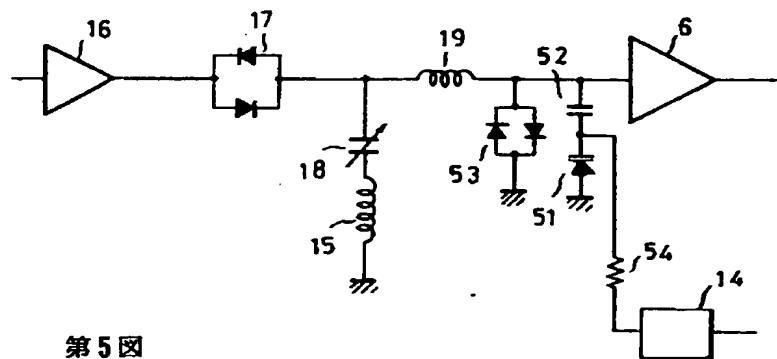
第1図



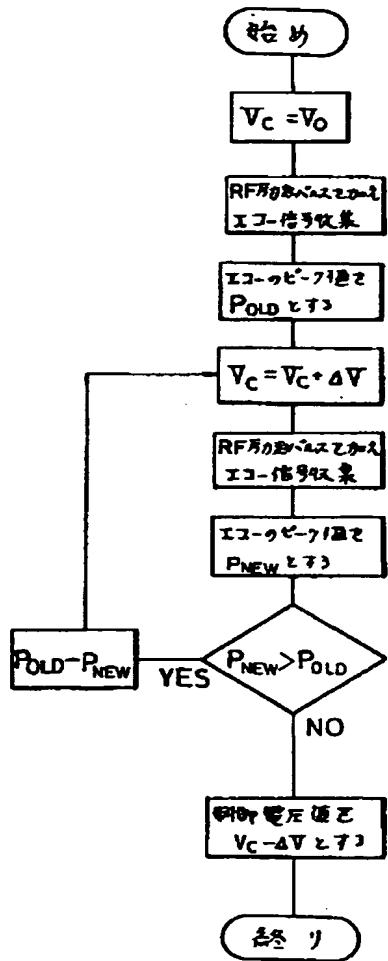
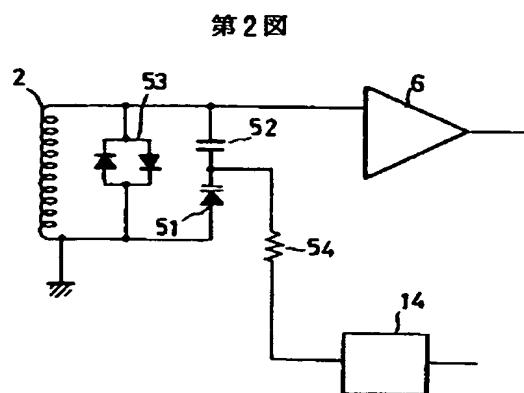
(5)

特公 平 2-43494

第3図



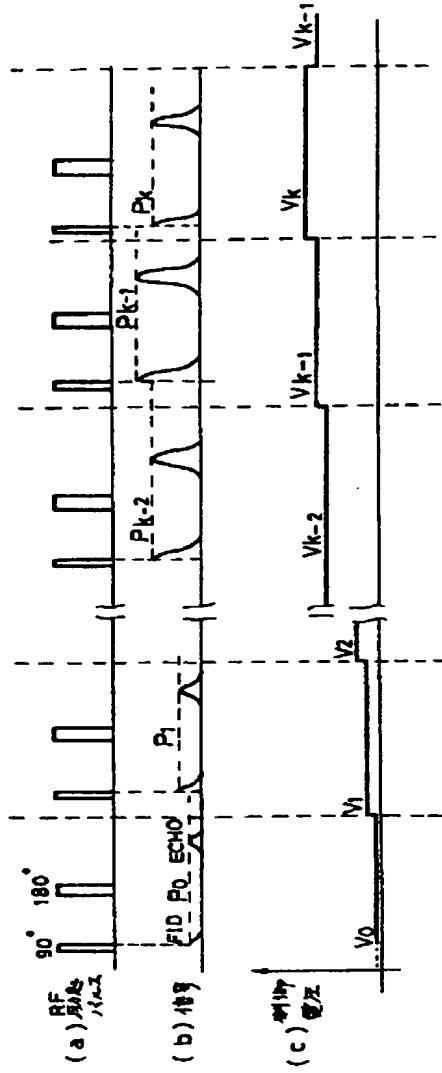
第5図



(6)

特公 平 2-43494

第4図



第1部門(2) 特許法第64条の規定による補正の掲載 平5.11.25発行

昭和57年特許願第233506号(特公平2-43494号、平2.9.28発行の特許公報1(2)-54(687)号掲載)については特許法第64条の規定による補正があつたので下記のとおり掲載する。

特許第1780985号  
Int. C1.<sup>3</sup> 識別記号 庁内整理番号  
A 61 B 5/055  
G 01 R 33/28  
8932-4C A 61 B 5/05-355  
8932-4C A 61 B 5/05-350  
8932-4C A 61 B 5/05-364  
9118-2J G 01 N 24/02

記

1 「特許請求の範囲」の項を「1 磁気共鳴現象が生じている被検体より誘起される磁気共鳴信号を用いて前記被検体中の特定原子核のスピン密度及び緩和時定数の少なくとも一方が反映された画像をイメージする磁気共鳴イメージング装置において、前記磁気共鳴信号を受信する受信コイルと、この受信コイルと共に共振回路を形成するものであつて外部から与えられる制御電圧値に応じてその静電容量値が設定される可変容量要素を含む受信同調手段と、前記受信コイル及び前記受信同調手段を介して得られる磁気共鳴信号を直交位相検波する直交位相検波手段と、撮影パルスシーケンスの実行に先立つてチューニングのため前記被検体に対して高周波励起パルスを送信する送信系のみを動作させる前記撮影パルスシーケンスとは異なるチューニングパルスシーケンスを実行するシーケンス実行手段と、このシーケンス実行手段を起動し前記チューニングパルスシーケンスを実行したとき前記直交位相検波手段の出力に対してフーリエ変換処理を施すことにより前記磁気共鳴信号のピーク値を得る信号処理手段と、予め定めた初期値V<sub>0</sub>から始まり経時的に増加分△Vを加えた電圧V←V<sub>0</sub>+△Vを前記受信同調手段に対し制御電圧として与える制御電圧発生手段と、前記受信同調手段に対し一つの制御電圧Vが与えられている下で前記チューニングパルスシーケンスを一回実行する毎に得られる前記ピーク値を記憶する記憶手段と、前記チューニングパルスシーケンスを前記制御電圧Vを変えながら繰返して実行し、前記記憶手段に記憶されている各ピーク値に基づいて前記ピーク値の最大値を与える制御電圧値を求め、求められた制御電圧値Vを固定化する制御手段とを具備したことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。」と補正する。